

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 11-164833

(43)Date of publication of application : 22.06.1999

(51)Int.CI.

A61B 8/06

A61B 5/055

A61B 6/03

G06T 1/00

(21)Application number : 10-275354

(71)Applicant : TOSHIBA CORP

(22)Date of filing : 29.09.1998

(72)Inventor : KANDA RYOICHI  
IINUMA KAZUHIRO  
HASHIMOTO SHINICHI

(30)Priority

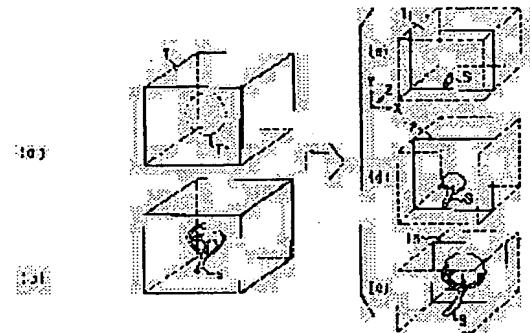
Priority number : 09265661 Priority date : 30.09.1997 Priority country : JP

## (54) MEDICAL IMAGE DIAGNOSTIC APPARATUS

### (57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide a medical image diagnostic apparatus which can display a structural image of a network structure such as blood vessel and tissue image with gradation such as a substantial organ, which can display so that the position relation of these can be observed precisely, and can obtain a precise quantitative parameter from the three-dimensional information based on tissue images and the three-dimensional information on structural images of blood vessel, etc.

**SOLUTION:** A substantial tissue image T and a blood vessel image S are composited and displayed by the following way. At first, a tomogram T1 of the predetermined cross section of a substantial tissue image T and a blood vessel image S which is on the viewpoint side (near sides) of the tomogram image T1 along the Z-axis are synthesized and displayed. Here, the position of the tomogram image to display is displaced along the Z-axis by the predetermined operative input of the operator by operation means including the mouse and the keyboard. Two-dimensional images (B-mode image) constituting a three-dimensional substantial image can be displayed in sequence as if pages of a book are turned.



### LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

01.09.2005

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than  
the examiner's decision of rejection or  
application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision  
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's  
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (JP)

## (12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平11-164833

(43)公開日 平成11年(1999)6月22日

(51) Int.Cl. <sup>6</sup>	識別記号	F I
A 6 1 B	8/06	A 6 1 B 8/06
5/055		6/03 3 6 0 G
6/03	3 6 0	5/05 3 6 0 Q
G 0 6 T	1/00	G 0 6 F 15/62 3 8 0
		3 9 0 B
		審査請求 未請求 請求項の数18 O L (全 10 頁)

(21)出願番号 特願平10-275354  
 (22)出願日 平成10年(1998)9月29日  
 (31)優先権主張番号 特願平9-265661  
 (32)優先日 平9(1997)9月30日  
 (33)優先権主張国 日本 (JP)

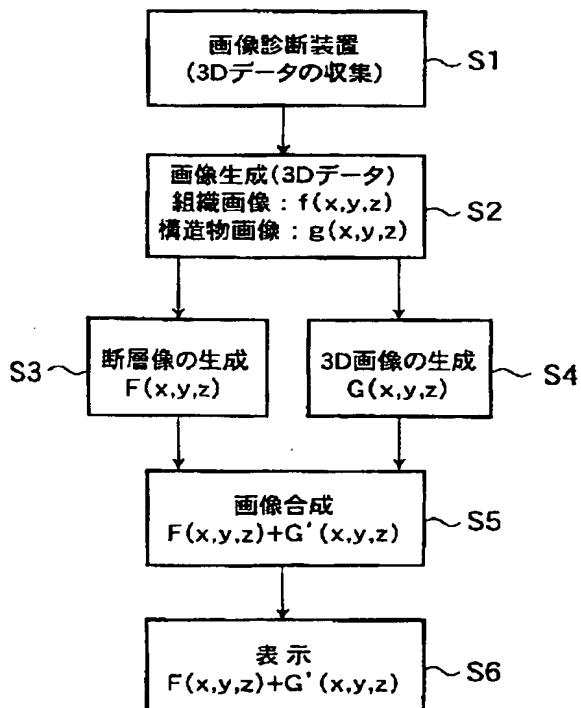
(71)出願人 000003078  
 株式会社東芝  
 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地  
 (72)発明者 神田 良一  
 栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会  
 社東芝那須工場内  
 (72)発明者 飯沼 一浩  
 栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会  
 社東芝那須工場内  
 (72)発明者 橋本 新一  
 栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会  
 社東芝那須工場内  
 (74)代理人 弁理士 鈴江 武彦 (外6名)

## (54)【発明の名称】 医用画像診断装置

## (57)【要約】

【課題】 血管など網状構造物の構造物像、及び実質臓器など階調性のある組織像を、それらの位置関係を正確に観察できるように表示でき、組織像に基づく3次元情報と、血管などの構造物画の3次元情報とから、定量パラメータを正確に得ることができる医用画像診断装置を提供することを目的とする。

【解決手段】 実質組織画像T及び血管像Sを次のようにして合成表示する。まず、実質組織画像Tの所定の断面の断層像T1と、断層像T1よりもZ軸に沿って視点側(手前側)の血管像Sとを合成表示する。ここで、操作者がマウスやキーボード等を含む操作手段から所定の操作入力をすることで、表示する断層像の位置をZ軸に沿って変化させる。3次元の実質組織画像を構成する2次元断層像(Bモード像)をあたかも書物の頁をめくるように順次に表示させることができる。



とを特徴とする請求項7記載の医用画像診断装置。

【請求項9】 前記第1の撮影モードは超音波診断装置のBモードであり、前記断層像生成手段が生成する断層像はBモード画像であることを特徴とする請求項7記載の医用画像診断装置。

【請求項10】 前記第2の撮影モードは超音波診断装置のドプラモードであり、前記3次元画像生成手段が生成する3次元画像は、ドプラモード画像であることを特徴とする請求項7記載の医用画像診断装置。

10 【請求項11】 前記断層像生成手段が生成する断層像は、被検体の臓器実質を表す組織画像であることを特徴とする請求項7記載の医用画像診断装置。

【請求項12】 前記3次元画像生成手段が生成する3次元画像は、被検体の血流を表す構造物画像であることを特徴とする請求項7記載の医用画像診断装置。

【請求項13】 第1の撮影モードにより第1の3次元画像データを収集し、第2の撮影モードにより当該第1の3次元画像データと位置座標を対応させて第2の3次元画像データを収集する収集手段と、

20 前記収集手段により収集された前記第1の3次元画像データから第1の3次元画像を生成する第1生成手段と、前記収集手段により収集された前記第2の3次元画像データから第2の3次元画像を生成する第2生成手段と、前記第1生成手段により生成された第1の三次元画像と、前記第2生成手段により生成された第2の3次元画像とを両者の位置を整合させて合成する合成手段と、前記合成手段により合成された画像を表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする医用画像診断装置。

30 【請求項14】 前記第1及び第2の3次元画像データの少なくともいずれか一方は、超音波画像データであることを特徴とする請求項13記載の医用画像診断装置。

【請求項15】 前記第1の撮影モードは超音波診断装置のBモードであり、前記第1生成手段はBモードの3次元画像を生成することを特徴とする請求項13記載の医用画像診断装置。

40 【請求項16】 前記第2の撮影モードは超音波診断装置のドプラモードであり、前記第2生成手段は、ドプラモードの3次元画像を生成することを特徴とする請求項13記載の医用画像診断装置。

【請求項17】 前記第1生成手段が生成する第1の3次元画像は、被検体の臓器実質を表す組織画像であることを特徴とする請求項13記載の医用画像診断装置。

【請求項18】 前記第2生成手段が生成する第2の3次元画像は、被検体の血流を表す構造物画像であることを特徴とする請求項13記載の医用画像診断装置。

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【0001】

【発明の属する技術分野】 本発明は、医用画像の3次元(3D)表示に関し、特に、生体内の実質臓器を形成す

#### 【特許請求の範囲】

【請求項1】 第1の撮影モードにより第1の3次元画像データを収集し、第2の撮影モードにより当該第1の3次元画像データと位置座標を対応させて第2の3次元画像データを収集する収集手段と、

前記収集手段により収集された前記第1の3次元画像データから断層像を生成する断層像生成手段と、

前記収集手段により収集された前記第2の3次元画像データから3次元画像を生成する3次元画像生成手段と、前記断層像生成手段により生成された断層像と、前記3次元画像生成手段により生成された3次元画像の一部とを、両者の位置を整合させて合成する合成手段と、

前記合成手段により合成された画像を表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする医用画像診断装置。

【請求項2】 前記第1及び第2の3次元画像データの少なくともいずれか一方は、超音波画像データであることを特徴とする請求項1記載の医用画像診断装置。

【請求項3】 前記第1の撮影モードは超音波診断装置のBモードであり、前記断層像生成手段が生成する断層像はBモード画像であることを特徴とする請求項1記載の医用画像診断装置。

【請求項4】 前記第2の撮影モードは超音波診断装置のドプラモードであり、前記3次元画像生成手段が生成する3次元画像は、ドプラモード画像であることを特徴とする請求項1記載の医用画像診断装置。

【請求項5】 前記断層像生成手段が生成する断層像は、被検体の臓器実質を表す組織画像であることを特徴とする請求項1記載の医用画像診断装置。

【請求項6】 前記3次元画像生成手段が生成する3次元画像は、被検体の血流を表す構造物画像であることを特徴とする請求項1記載の医用画像診断装置。

【請求項7】 第1の撮影モードにより第1の3次元画像データを収集し、第2の撮影モードにより当該第1の3次元画像データと位置座標を対応させて第2の3次元画像データを収集する収集手段と、

前記収集手段により収集された前記第1の3次元画像データから断層像を生成する断層像生成手段と、前記収集手段により収集された前記第2の3次元画像データから3次元画像を生成する3次元画像生成手段と、前記3次元画像生成手段により生成された3次元画像の特定領域を、前記断層像生成手段により生成された断層像に基づいて設定する領域設定手段と、

前記第2の撮影モードにより収集された3次元画像データのうち、前記領域設定手段により設定された特定領域のデータに基づいて被検体の生体情報を計算する計算手段と、

を具備することを特徴とする医用画像診断装置。

【請求項8】 前記第1及び第2の3次元画像データの少なくともいずれか一方は、超音波画像データであるこ

る組織を表す画像と血管等の構造物を表す画像とを、診断あるいは治療に適した分かりやすい形で提供する医用画像診断装置、及び3次元の医用画像に基づいて生体に関する定量パラメータを得る医用画像診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】生体内の血管構造を立体的に把握することは、種々の診断を行う上で重要である。例えば、肝臓内の肝腫瘍に入り込む栄養血管を把握することは悪性良性の鑑別や治療効果の判定において重要であり、また、腎機能を評価する上では腎臓内の血流の環流状態がその指標になる。

【0003】しかし、血管構造の3次元情報のみからでは、適切な診断をする上で不十分な場合が多い。例えば、肝腫瘍の付近に血管が検出・映像化され、血管の3D画像が得られたとしても、その血管の腫瘍が栄養血管か否かを判断するためには、血管が腫瘍の内部に入り込んでいるか否かを知る必要がある。しかし、腫瘍像が無く血管像のみからでは、腫瘍の位置を知ることができないので診断は行えない。また、腎血流についても、腎臓の実質又は表面がどこにあるかがわからなければ、腎表面付近まで血流が環流しているか否かは明らかでない。つまり、血流または血管の画像と位置関係が保たれている実質臓器の画像が同時に得られ、かつ表示されることなくして十分な診断は行えない。

【0004】また、近年、血流量や血管造成の豊富さを定量的に示すことが重要となってきている。しかしながら、従来では、定量パラメータの計算範囲を血管像単独で決定することはできず、定量パラメータを十分な信頼性をもって得ることができないという問題があった。また、十分に定量性のあるパラメータを得ること自体困難であるという問題もあった。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】本発明は上述した事情を考慮してなされたものであり、その目的は以下の医用画像診断装置を提供することにある。

(1) 血管など網状構造物の構造物像、及び実質臓器など階調性のある組織像を、それらの位置関係を正確に観察できるように表示する医用画像診断装置。

(2) 組織像に基づく3次元情報と、血管などの構造物の3次元情報とから、定量パラメータを正確に得ることができる医用画像診断装置。

【0006】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決し目的を達成するために、本発明の医用画像診断装置は次のように構成されている。すなわち、本発明の医用画像診断装置は、血管などの構造物の3次元情報と実質臓器などの組織の3次元情報を、異なる撮影モードにより、両者の位置関係を保持したまま収集する。さらに、

(1) 組織像の断面像(2次元画像)と構造物の3次元

画像とを座標を対応させて同一画面上に表示し、断面像の前後で3次元画像の表示領域を変化させる。

【0007】(2)構造物に対する定量パラメータを得る際、パラメータを得る範囲を組織像の3次元情報に基づいて指定し、その指定範囲に対応する構造物像の3次元情報から定量パラメータを求める。

(3)範囲設定だけではなく、定量パラメータの計算自体に、組織像の3次元情報と構造物像の3次元情報の両者を用いる。

【0008】

【発明の実施の形態】以下、図面を参照しながら本発明の実施形態を説明する。臓器実質の情報と、血管のような構造物の情報とを同時に得ることができる画像診断機器の実施形態としては、超音波診断装置やX線コンピュータ断層撮影装置(CT)、磁気共鳴イメージング装置(MRI)などが挙げられる。

【0009】以下に述べる第1～第4実施形態は、本発明を超音波診断装置に適用したものである。超音波診断装置により、Bモード撮影(第1の撮影モード)によって臓器実質の組織像を得るとともに、ほぼ同じ時刻の構造物像(血管像)をカラードプラモード(第2の撮影モード)によって得る。これらBモード撮影像と、カラードプラ撮影像とは、画像の位置座標が対応する。また、1次元アレイ超音波プローブを機械的若しくは人為的に扇動させること、又は2次元アレイ超音波プローブを用いることで、両撮影モードそれぞれの3次元の画像データ(ボリュームデータ)をほぼ同時に得ることができる。当然ながら、両撮影モードのボリュームデータも、空間的な位置座標は対応する。

【0010】カラードプラモードにより得られる情報は、基本的には、血流速度と血流からの反射信号のパワーとからなる2種類の情報であるが、パワー情報の方が血流速度情報よりも血管像の構築に適している。このため、第1乃至第4実施形態では、パワー情報に基づく画像を想定するが、速度情報に基づく画像、あるいは他の情報に基づく画像を適用しても良い。

【0011】例えば、近年では、造影剤を用いて血管像若しくは臓器実質内のパフュージョンを映像化する手法、例えばコントラストエコー法又はハーモニックイメージング法若しくはフラッシュエコーイメージング法と呼ばれるイメージング手法が提案されている。これらのイメージング手法を適用する場合であっても本発明は実施可能である。

【0012】以上述べたことを纏めると、本発明では、異なる撮影モードに従い、位置座標を対応させて撮影モード毎に(少なくとも一方は3次元の)画像データを収集し、両者を弁別して処理可能なように画像メモリのようない記憶手段に記憶する。

【0013】(第1の実施形態)本実施形態の超音波診断装置は、指定領域の断面又は複数断面の2次元断層像

を組織像として表示する。また、組織像とは異なる撮影モードの収集データに基づいて3次元の構造物像を構築し、組織像と組み合わせて表示する。

【0014】図1は、本発明の医用画像診断装置の第1実施形態に係る超音波診断装置により、組織像及び構造物像を収集して合成し、これを表示するまでの処理の流れを示すフローチャートである。

【0015】先ず、ステップS1に示すように、超音波診断装置により3Dデータを収集する。収集は、2種類の撮影モード、すなわちBモードとカラードプラモードによ基づいて行われ、これらの撮影モードに応じ、Bモードの3Dデータと、カラードプラモードの3Dデータとが収集される。

【0016】次に、ステップS2に示すように、収集された各々の3Dデータを元に組織画像( $f(x, y, z)$ :白黒の階調画像)、及び構造物画像( $g(x, y, z)$ :カラー画像)の2種類の画像を生成する。

【0017】さらに、ステップS3において、組織画像を元に、断面変換(MPR)処理及びテクスチャマッピング等の画像処理を行って断層像 $F(x, y, z)$ を生成するとともに、ステップS4において構造物画像を元に3D画像 $G(x, y, z)$ を生成する。

【0018】ステップS5においては、3D画像 $G(x, y, z)$ に対し適切な透過度を設定してボリュームレンダリング等の画像処理を施すか、又は3D画像 $G(x, y, z)$ の特定部分のデータを切り出してボリュームレンダリング等の画像処理を行うことで $G(x, y, z)$ を得る。しかる後、断層像 $F(x, y, z)$ と画像処理後の3D画像 $G(x, y, z)$ とを合成し、合成画像 $F(x, y, z)+G(x, y, z)$ を得る。そしてステップS6において合成画像 $F(x, y, z)+G(x, y, z)$ を表示する。

【0019】ここで、ステップS3～ステップS5における画像の生成および表示について具体的に説明する。図2は、本発明の第1実施形態における表示方法の基本的な概念を示したものであり、腫瘍を含んだ領域の実質組織像と血管像(構造物像)とを合成して表示する過程を示す図である。図2(a)は実質組織画像を示している。この実質組織画像T内に示されている点線は、例えば球体の腫瘍Ttを表す。また、実質組織画像Tの全体は複数枚の2次元断層像から構成される。一方、図2(b)は構造物画像(ここでは血管像)を示している。

【0020】これら図2(a)及び(b)に示される実質組織画像T及び血管像Sは、次のようにして合成表示される。まず図2(c)に示すように、実質組織画像Tの所定の断面(Z軸上の初期位置におけるXY面)の2次元断層像T1と、断層像T1よりもZ軸に沿って視点側(手前側)の部分に関する血管の3D像S、とが合成表示される。つまりここでは、断層像T1よりも奥側については、血管の3D像を表示しない。

【0021】ここで、操作者は、マウスやキーボード等

を含む操作手段から所定の操作入力をを行うことで、表示する断層像の位置をZ軸に沿って変化させることができるとなっている。これにより、3次元の実質組織画像を構成する2次元断層像(Bモード像)を、あたかも書物の頁をめくるように、順次に表示させることができる。

【0022】図2(d)は、操作手段によりZ軸上の位置をT1よりも奥側にずらした場合における断層像T2を示しており、図2(e)は、Z軸上の位置をT2よりもさらに奥側にずらした場合における断層像T3を示している。

【0023】また、操作手段による断層像T1～T3までの表示更新に伴って、血管像Sの表示も図2(c)～(e)に示すように自動的に更新される。かくして操作者は、断層像の表示位置を変化させる(表示領域操作)ことで、血管3D像の表示領域を変化させることができ、このような領域操作を繰り返し行うことで、組織像によって示される腫瘍と血管(像)との位置関係を正確に観察することができるようになる。

【0024】図3は、このような表示領域操作の他の例を示す図である。図2の例では、XY面の断層像のみを表示するものとなっていたが、図3の例においては、XY面の断層像 $T_{xy}$ に加えて、YZ面の断層像 $T_{yz}$ も表示する。また、図2の例ではZ方向のみについて組織像の表示位置を変化させるものであったが、図3に示す例では、操作手段により断層像 $T_{xy}$ のZ方向(矢印A方向)の位置、及び断層像 $T_{yz}$ のX方向(矢印B方向)の位置を変化させることができ、組織像の表示領域を多方向について変化させることができる。なお、表示領域を任意の形に変化させても良いことは勿論である。

【0025】図4は、XYZ軸を所定角度だけ回転させた場合の合成表示例を示す図である。この例においては、血管構造の基端側 $S_a$ のみならず先端側 $S_b$ も表示される。また、断層像 $T_n$ の位置は、Z方向に沿って矢印C方向に沿って変化させることができる。

【0026】図5は、組織像の表示領域により隠されてしまう血管像を組織像から透けてみえる様に表示した場合の合成表示例を示す図である。この例においては、血管構造の基端側 $S_c$ が3D表示されるとともに、断層像 $T_n$ の位置よりも先端側の血管像 $S_d$ が、断層像 $T_n$ を通して透けて見えるように表示される。これは断層像 $T_n$ の透過度を変更したことによる。

【0027】図6は、2つの3D像を並べて表示した場合を示す図である。この例においては、断層像 $T_n$ によって互いに区分される3次元の表示領域V1及びV2のうち、領域V1側(視点側)の血管像 $S_1$ と、領域V2側(断層像 $T_n$ よりも奥側)の血管像 $S_2$ とが並べて表示される。

【0028】以上説明したような表示法によれば、操作者は組織像と構造物の位置関係を正確に且つ多面的に把握することができるようになる。なお、操作者は、組織

像の領域や断面だけでなく、視点の方向も同時に変えられるようにすることで、より詳細な観察が可能になる。

【0029】(第2の実施形態)得られた3D情報から、例えば腫瘍栄養血管の豊富を示す何らかの指標(定量パラメータ)得ようとする際、その範囲をどのように決定するかは重要な問題である。

【0030】図7は、本実施形態に係る組織像を用いた範囲設定法の例を説明するための図である。図7(a)に示すように、腫瘍の近くに腫瘍の栄養血管とは異なる血管が多数走行している場合を考える。血管像に基づいて個々の血管を個別に判定していくことは難しい作業である。一方、組織像によれば腫瘍の範囲が正確に把握できる。そこで、本実施形態では組織像(図7(b))に基づいて定量化のための範囲を決定する。すなわち、本実施形態においては図7(c)乃至(e)に示すように、3方向の平面(ここでは、所定のXY平面(図7(c))、YZ平面(図7(d))、及びXZ平面(図7(d)))の実質組織画像を表示するとともに、これらの画像上で腫瘍をトレースすることにより定量化のための範囲を設定するものとなっている。なお、図7(c)乃至図(e)において、ハッチングは腫瘍を示し、点線は設定範囲を示す。

【0031】より具体的には、XY平面の組織像において、腫瘍の断面T1をトレースすることにより範囲設定情報R1を得、YZ平面の組織像において、腫瘍の断面T1をトレースすることにより範囲設定情報R2を得、XZ平面の組織像において、腫瘍の断面T3をトレースすることにより範囲設定情報R3を得る。

【0032】このようなトレース作業が必要ではあるが、本実施形態によれば明確な定義の元に定量パラメータを得ることができる。図8は図7の場合と同様に組織像に対してトレースを行う場合の他の例を示す図である。この例では、図8に示すように実質組織画像の互いに平行な複数の断面XY-1~XY-6からトレース面を選択するものとなっている。図8に、トレース面XY-1~XY-6を示す。

【0033】図9は組織像上でトレースを行う際に、血管像と組織像の合成像上にもトレース曲線を表示する例を示す図である。この例ではトレースを行なう組織像Tn1上にトレース曲線Tc1(X—X)が表示され、血管像Sと組織像Tn2の合成画像上にTc1に相当するトレース曲線Tc2が表示される。

$$DP = \iiint_R d(x, y, z) dx dy dz$$

dはドプラ信号の各点のパワー、Rは腫瘍範囲(積分範囲)

次に、Bモード信号の腫瘍内のパワーの総量BPを次式に従って求める。

$$BP = \iiint_R d(x, y, z) dx dy dz$$

dはBモード信号の各点のパワー、Rは腫瘍範囲(積分範囲)

【0042】そして、バスキュラリティ・インデックス 50 f (DP, BP)を例えればDP/BPとして計算し、こ

\*ス曲線Tc2が表示される。

【0034】これにより、操作者は他の血管がトレース範囲外にあることを確認しながらトレース作業を行い得るため、トレースの精度をあまり気にしなくても済み、簡便且つ確実にトレースを行なえる。なお、血管像と組織像の合成画像上ではなく、血管像上にトレース曲線を表示するようにしても良い。

【0035】なお、以上説明した図8及び図9のいずれの例においても、トレースを行う断面像は、組織のみの像でも良いし、組織断層像に血管の同一断面像を重ね合わせた2次元合成像であっても良い。

【0036】また、トレースは、必ずしも操作者が手動で行なう必要はなく、なんらかのアルゴリズムに基づく自動トレースを行なうようにしても良い。以上説明したように、第2実施形態によれば、定量化パラメータを計算する際の範囲を簡便かつ正確に設定できる。

【0037】(第3の実施形態)定量パラメータを用いる際、構造物の情報からのみでは定量性に問題を生じる場合がある。本実施形態は、組織像からの情報も併せて用いることで、より定量性の高い情報を提供するものである。

【0038】例えば、超音波診断装置のカラードプラのパワー表示において、腫瘍内のドプラパワー値の総量から腫瘍内血流の豊富さ、すなわち「バスキュラリティ」を定量化する。その際に定量化の妨げは、ドプラパワー自体が装置や生体内の特性に影響されてしまう点にある。つまり、装置の送信パワーや受信感度が低い場合には、腫瘍のバスキュラリティは高くても、腫瘍内から得られるドプラパワー自体が小さくなってしまう。また、腫瘍が深い場所にある場合も超音波プローブ～腫瘍間を音波が伝搬する際の生体内の減衰により、ドプラ信号も減衰してしまう。これらの要因はドプラ信号による定量性を著しく低下させる要因になっている。

【0039】上記の要因によるドプラ信号の変化は、同様に組織像にも作用する。そこで本実施形態では、組織像の信号を用いて補正を行う。図10は組織像の信号を用いた補正を説明するための図である。ここでは、まず、ドプラ信号の腫瘍内のパワーの総量DPを次式に従って求める。

【0040】

【数1】

\*【0041】

\*【数2】

れに基づいて超音波プローブの送信パワー、受信感度等を補正する。

【0043】なお、ここでは、腫瘍内の組織像Tから補正信号を得るものとなっているが、補正用の領域として腫瘍以外の別の領域を指定しても良い。実際、腫瘍内においては、腫瘍の性質によって信号の強さが大きく変わる可能性があり、送信パワー・受信感度等を補正するためには適切でない場合もある。

【0044】ところで、超音波診断装置に限定して言えば、通常、組織像はBモード像を指すが、Bモード像とカラードプラ像とでは送信受信の条件が異なるため、求める情報に対する減衰等の影響が同等であるとは言えない。よって、補正に用いる組織像としてはBモード像は最適でない。

【0045】図11はこの問題を解決するための装置構造を示すブロック図である。同図において1は超音波プローブ、2は送信系、3は受信系、4はBモード用信号処理系、5はカラードプラ処理系、9は表示系、10は計測系、そして11はモニタを示している。

【0046】ドプラ信号を得るためのカラードプラ処理系では、通常、組織からの信号を除去し、血流からの信号のみを表示するためにMTIフィルタと呼ばれるHPF(低域遮断フィルタ)を具備している。

【0047】本実施形態のカラードプラ処理系5は、MTIフィルタ6を通した後にパワー計算を行なう自己相関演算部7と、MTIフィルタ6を通さないで受信系3からの信号を直接用いてパワー計算を行なう自己相関演算部8とを具備している。

【0048】このような構成によれば、自己相関演算部8によって得られるパワー値に基づくことで上述した定量化のための補正に適した組織像を得ることができる。以上説明したように、第3実施形態によれば、定量化する際の誤差要因を補正でき、定量性の高いパラメータを求めることができる。

【0049】(第4実施形態) 上述した第1乃至第3実施形態は、Bモード撮影により得られた超音波2次元断層像(より正確には、一の断面又は複数の断面に関する超音波2次元断層像を特定の視点方向から見た図)を2次元の組織画像として表示し、カラードプラモード撮影により得られた収集データから3次元画像を生成し、3次元の構造物画像として表示するものであった。言い替えれば、2次元画像表示(対象物の2次元情報を2次元で表示)と3次元画像表示(対象物の3次元情報を2次元で表示)の組み合わせに関するものであった。

【0050】一方、本発明の第4実施形態は、これら第1乃至第3実施形態とは異なり、3次元の組織像と、3次元の血管像(構造物像)とを合成表示するものである。図12は本発明の医用画像診断装置の第4実施形態に係る超音波診断装置により3次元の組織像及び血管像を生成して表示するまでの処理の流れを示すフローチャ

ートである。

【0051】先ずステップS1に示すように、本実施形態の超音波診断装置は、Bモード撮影により3Dデータを収集し、このBモード撮影と同時に行われるカラードプラモード撮影により他の3Dデータを収集する。なお、Bモード撮影によれば、複数枚の2次元断層像を得ることができ、カラードプラモード撮影によれば、複数枚の血流画像(血管の構造を表す画像)を得ることができる。

10 【0052】これら3Dデータ収集は、1次元アレイ超音波プローブを機械的若しくは人為的に扇動させること、又は2次元アレイ超音波プローブを用いること、により行われる。なお、両撮影モードの3Dデータ(ボリュームデータ)は、空間的な位置座標が対応する。

【0053】次に、ステップS2において、Bモード撮影により得られた複数枚の2次元断層像から、例えば臓器実質内の腫瘍を関心領域として抽出する処理を行う。そして、抽出された腫瘍に対しボリュームレンダリング処理からなる3次元画像処理を施すことで、3次元の腫瘍像(組織像)を生成する(ステップS3)。なお、組織像からの抽出対象物は、腫瘍のみに限定されることは勿論である。

【0054】次に、ステップS4において、カラードプラモード撮影により得られた複数枚の血流画像(血管の構造を表す画像)に対し、上記組織像と同様にボリュームレンダリング処理からなる3次元画像処理を施すことで、3次元の血管像(構造物像)を生成する。なお、ステップS2乃至ステップS3による腫瘍像の生成処理と、ステップS4における血管像の生成処理は、説明したように順番に行われても良いし、並列に行われても良い。

【0055】次に、ステップS5において、3次元の組織像と血管像とを合成する。ここでは、所定の視線方向を設定し、当該視線方向からの光源追跡を行い、腫瘍像と血管像との位置関係に応じて、各々の像のボクセルの透過度を設定する処理(陰面処理)により両画像の合成が行われる。

【0056】そして、ステップS5において合成された画像をステップS6において表示する。図13Aは、ある視線方向からの合成像の表示例を示す。図13Aにおいて、Tは腫瘍の3次元像、V1及びV2は3次元の血管像を示す。

【0057】また、Mは視線方向を設定するためのマークである。すなわち、このステップS6においては、操作者が上記マークMを操作することで視線方向を変更することが可能となっており、かかる変更が行われた際には、視線方向に関するパラメータが変更されて上記ステップS2乃至S5の処理が繰り返され、表示内容が更新される。図13Bは、視線方向を変更した場合の表示例を示す。

【0058】このような本実施形態によれば、組織像によって示される腫瘍と血管(像)との位置関係を正確に観察することができるようになる。なお、本発明は上述した実施形態に限定されず種々変形して実施可能である。

#### 【0059】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、以下の医用画像診断装置を提供できる。

(1) 血管など網状構造物の構造物像、及び実質臓器など階調性のある組織像を、それらの位置関係を正確に観察できるように表示する医用画像診断装置。

(2) 組織像に基づく3次元情報と、血管などの構造物像の3次元情報とから、定量パラメータを正確に得ることができる医用画像診断装置。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の第1実施形態に係る超音波診断装置による3Dデータ収集から画像合成までの処理の流れを示すフローチャート

【図2】腫瘍を含んだ領域の組織像と血管像とを合成して表示するまでの過程を説明するための図

【図3】断層像の表示位置を変化させることで、血管像の表示領域を変化させる様子を示す図

【図4】XYZ軸を所定角度だけ回転させた場合の合成表示例を示す図

【図5】組織像の表示領域により隠されてしまう血管像を組織像から透けてみえる様に表示した場合の合成表示例を示す図

【図6】2つの3次元像を並べて表示した場合を示す図

【図7】本発明の第2実施形態に係る超音波診断装置における組織像を用いた範囲設定法の例を説明するための図

【図8】組織像に対してトレースを行う場合の他の例を示す図

【図9】組織像上でトレースを行う際に、血管像と組織像の合成像上にもトレース曲線を表示する例を示す図

【図10】組織像の信号を用いた補正を説明するための図

【図11】本発明の第3実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図

【図12】本発明の第4実施形態に係る超音波診断装置により3次元の組織像及び血管像を生成して表示するまでの処理の流れを示すフローチャート

【図13】ある視線方向及び他の視線方向からの合成像の表示例を示す図

#### 【符号の説明】

1…超音波プローブ

2…送信系

3…受信系

4…Bモード用信号処理系

5…カラードプラ処理系

6…MTIフィルタ

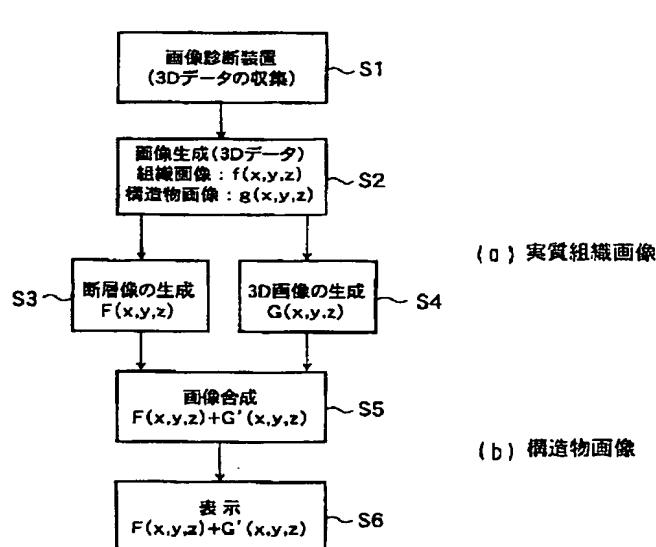
7、8…自己相関演算部

9…表示系

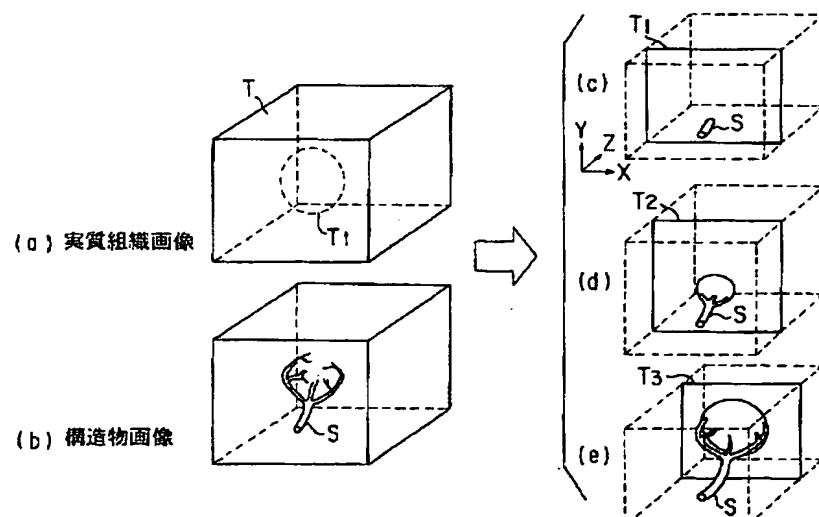
10…計測系

11…モニタ

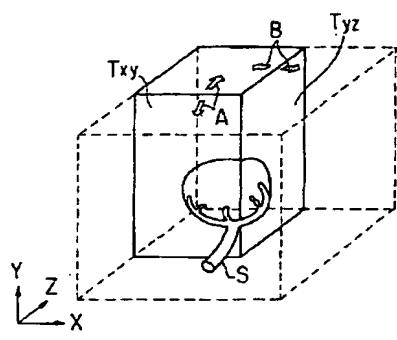
【図1】



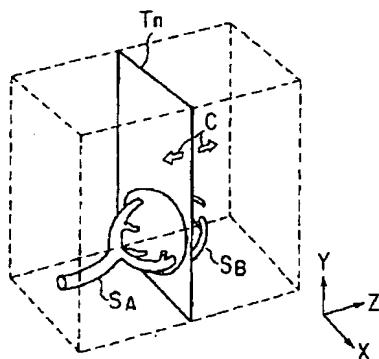
【図2】



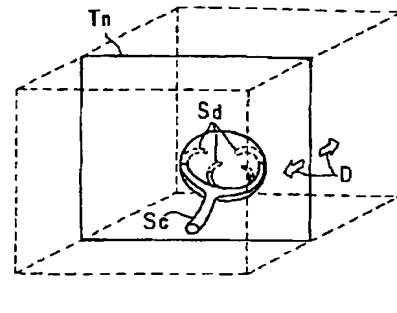
【図3】



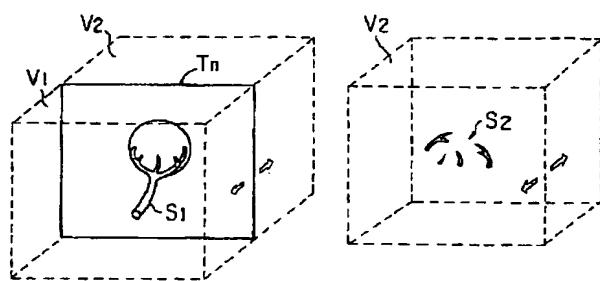
【図4】



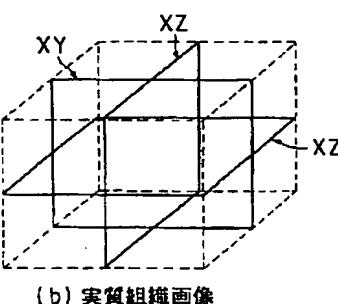
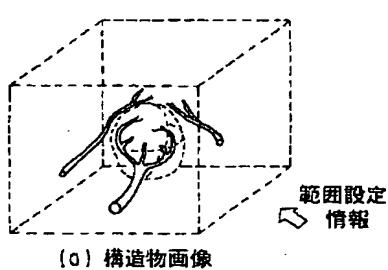
【図5】



【図6】

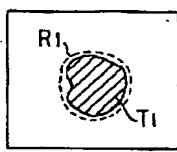
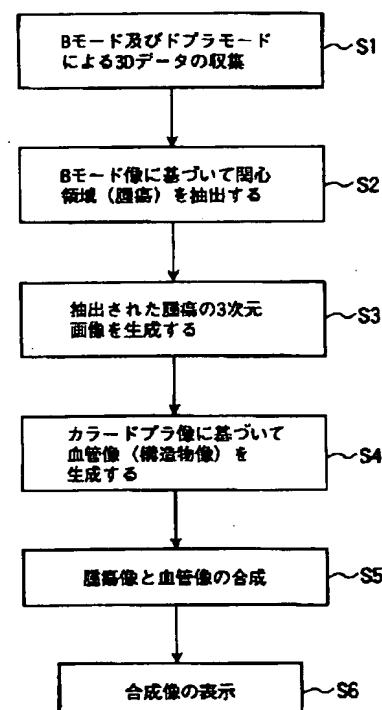


【図7】

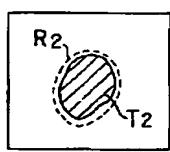


(a) 構造物画像

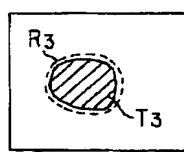
(b) 実質組織画像



(c) XY画像



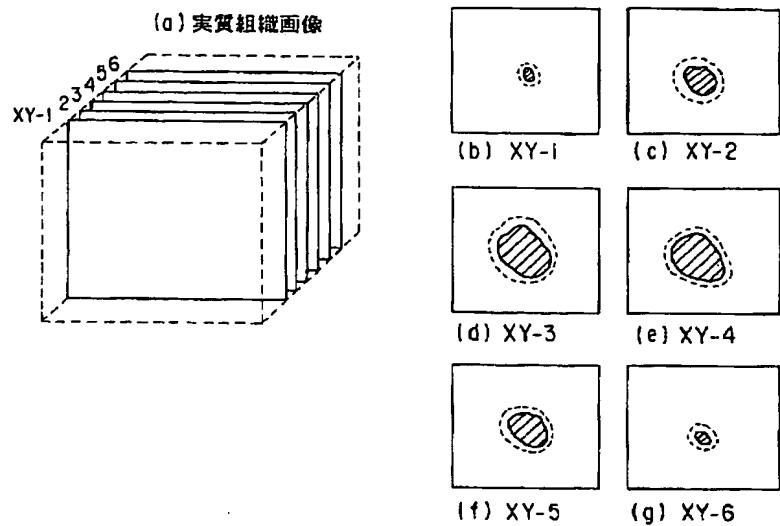
(d) YZ画像



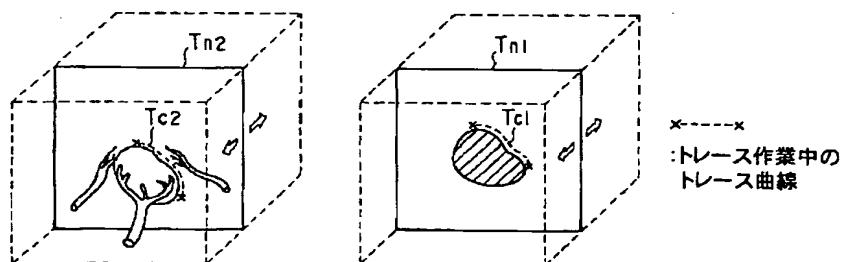
(e) XZ画像

● : 肿瘍  
○ : 設定範囲

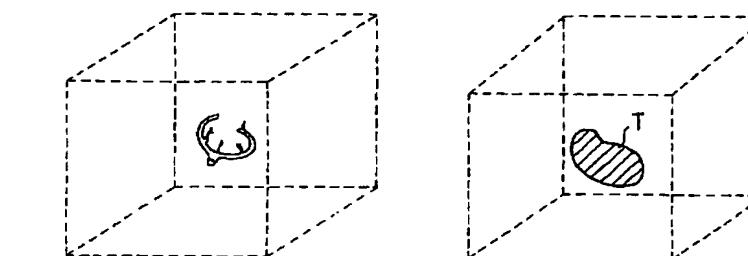
【図8】



【図9】



【図10】



$$DP = \iiint_R d(x, y, z) dx dy dz$$

DP : ドプラ信号の腫瘍内パワーの総量

$d$  : ドプラ信号の各点のパワー

R : 積分範囲(腫瘍体積)

バスキュラリティ・インデックス =  $f(DP, BP)$  例えば  $f(DP, BP) = DP / BP$

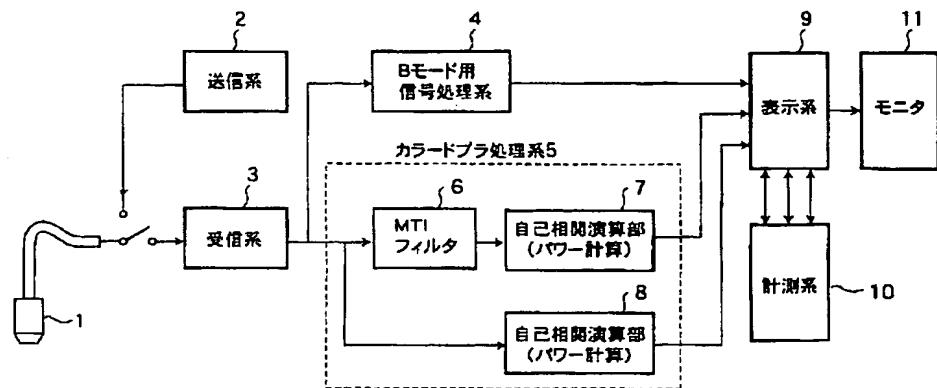
$$BP = \iiint_R B(x, y, z) dx dy dz$$

BP : Bモード信号の腫瘍内パワーの総量

$d$  : Bモード信号の各点のパワー

R : 積分範囲(腫瘍体積)

【図1-1】



【図1-3】

